

S63-240830

Japanese Laid-open Patent Application (KOKAI) 1988-240830

Page 2, upper-left column, line 3 to page 2, upper-right column, line 7

Fig. 5 shows an example of this conventional cardiogram monitoring device. After leading cardiogram signals to an electrocardiogram meter 2 from the living body 1 and amplified such signals, if necessary, noise removal will be performed on the output signals from the meters and such signals will become a waveform shown in Fig. 6 (a). The signals forming such waveform are differentiated with a differentiation device 4 and become a waveform shown in Fig. 6 (b), and further transformed into signals with an absolute value. Since a phase of the waveform may possibly change by the leading method to the electrocardiogram 2 or R wave of that can also be missing, it is made an absolute value for detecting the steep portion of a wave-like rate of change also in such a case. By exceeding a threshold in a threshold value detector 5, the output of the differentiation device 4 is changed into the pulse signal shown in Fig. 6 (c), and is changed into the signal to which only fixed time becomes high-level by a mono-stable multiplexer 6. A rectangular oscillator 7 outputs rectangular waves, only for periods during high level. Such rectangular waves are amplified by a power amplifier 8 and are output, from a speaker 9 as sound shown in Fig. 6(d). Such waves need not to be rectangular waves, other forms such as sine waves may also be used.

In the cardiogram monitoring device shown in Fig. 5, since tone signals are generated only during the fixed periods for a series of the activities of an electrocardiogram, an observer supervises arrhythmic generating by hearing this sound and judging whether or not the feeling of each sound is normal as described in the above.

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭63-240830

⑤ Int. Cl.<sup>4</sup>

A 61 B 5/04

識別記号

3 1 4  
3 1 2

庁内整理番号

S-7916-4C  
7916-4C

⑬ 公開 昭和63年(1988)10月6日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全7頁)

⑭ 発明の名称 音響の要素を活用した心電図状態監視装置

⑰ 特 願 昭62-74200

⑱ 出 願 昭62(1987)3月30日

⑲ 発 明 者 大 槻 善 樹 神奈川県川崎市多摩区中野島1475

⑲ 発 明 者 司 茂 幸 英 東京都国立市北3-5-28

⑳ 出 願 人 東 邦 電 子 株 式 会 社 神奈川県相模原市淵野辺本町3丁目8番11号

㉑ 代 理 人 弁 理 士 中 村 稔

## 1. 発明の名称

音響の要素を活用した心電図状態監視装置

## 2. 発明の要旨

(1) 心電図波形から複数の測定項目を測定する測定手段と、該測定手段により得られた各測定項目の測定データを、予め当該測定項目に割り当てられた音響の一要素の対応信号にそれぞれ変換する変換手段と、前記対応信号により複数の音響の要素が指定された音響信号を形成する音響信号形成手段と、前記音響信号を音響に変換する音響発生手段とを備えた、音響の要素を活用した心電図状態監視装置。

## 3. 発明の詳細な説明

(発明の利用分野)

本発明は、心電図の測定項目(周期、S-Tレベル、QRS相関値など)を音響の要素(周波数、音量、波形、音持続時間)に対応させて、音響により測定データを通知する心電図状態監視装置に関するものである。

## (発明の背景)

生体の心臓が活動する際の電気活動電位は、心電図と称され、代表的な心電図の波形は、第4図に示されるような波形である。

一般に、心電図を心電図計に誘導する際の誘導方法や、観測の際の電極配置の仕方が異なれば、心電図波形に様々な波形の変化を呈するが、通常心臓が血液を送り出す毎に、第4図に示されるP波、Q波、R波、S波、T波の各波を伴った一連の電気活動が観測される。

上記の一連の電気活動は、正常な生体の心機能下では一定の周期をもって繰り返されるが、心機能に異常が見られる場合は、R波が欠落したり、或いは周期外にR波が異常発生したりする、不整脈と呼ばれる心電図波形となり、これを観測することによって心機能の診断や治療が行われる。

ただし、これらの不整脈等の心機能異常現象は常に発生するものばかりではなく、患者の状態によるものであるから、状態を監視するために、従来はP、Q、R、S、T各波の一連の電気活動が

発生する毎に単一周波数の音響を発生する心電図監視装置が用いられている。

この従来の心電図監視装置の一例を第5図に示す。生体1より心電図が心電図計2に誘導され、増幅された後、心電図計2から出力される信号は、必要ならば、フィルタなどの雑音除去手段3により雑音除去が行われて、第6図(a)のような波形となる。この波形の信号は微分器4により微分されて、第6図(b)のような波形となり、更に絶対値をとった信号となる。絶対値にするのは、心電図計2への誘導方法等で位相が変わったり、或いはもともとR波が欠落している場合があり得るので、その場合にも、波形の変化率の急峻な部分を検出するためである。微分器4の出力は閾値検出器5において閾値を越えることにより第6図(c)に示されるパルス信号に変換され、単安定マルチバイブレータ6により固定時間だけハイレベルになる信号に変換される。矩形波発振器7は、単安定マルチバイブレータ6の信号がハイレベルの間だけ矩形波を出力し、この矩形波は電

力増幅器8により増幅され、スピーカ9より第6図(d)に示される音として出力される。なお、矩形波に限らず、正弦波などでもよい。

第5図の心電図監視装置では、上述したように心電図の一連の電気活動毎に固定時間だけ単一トーン信号が発生されるので、監視者は、この音を聞き、各音の間隔が正常であるか否かを判断して、不整脈の発生を監視する。

しかし、各音の間隔が正常であるか否かを判断するためには、今の間隔とそれ以前の間隔とを比較、判断する精神作業を必要とし、且つ比較し得るにはそれ以前の間隔を記憶していることが必要となる。一般に、この作業は、監視者にとって無意識に行い得る作業であるが、監視環境が特別な状態、即ち注意力を欠く状態(例えば長時間の監視を必要とし、監視者に疲労が蓄積した状態)や、手術中に心電図を監視する必要がある場合等の他作業を同時に並行して処理しなければならない状態等にあつては、不整脈発生状態に気が付かず、見過してしまふ危険性があつた。

また、心電図の研究が進み、各種の因果関係が解明されるにつれ、心機能の診断や監視においては、不整脈だけでなく、S-Tレベル(第4図)の上昇や下降の変化及びQRS各波を含めた時間幅であるQRS幅(第4図)等の項目も、重要な心機能の異常を反映する項目であることがわかってきた。ところが、これらの項目は従来の心電図監視装置では監視することができなかった。

更に、近年心電図研究が進むにつれ、心電図の自動診断装置が研究、試作され、心電図の自動認識や自動診断が各種の方法により試みられているが、この自動診断装置は本来監視装置ではないため、認識や診断の結果を目で見る形で出力するものであつて、心電図の情報そのものを音響の形で出力してはいない。したがって、手術をしながら監視する場合とか、複数の患者を同時に一人で監視する場合には、向いていない。

#### (発明の目的)

本発明の目的は、上述した問題点を解決し、心電図の複数の測定項目を音響により監視させる

ことができ、異常に気が付きやすくさせることができる、音響の要素を活用した心電図状態監視装置を提供することである。

#### (発明の要旨)

上記目的を達成するために、本発明は、心電図波形から複数の測定項目を測定する測定手段と、該測定手段により得られた各測定項目の測定データを、予め当該測定項目に割り当てられた音響の一要素の対応信号にそれぞれ変換する変換手段と、前記対応信号により複数の音響の要素が指定された音響信号を形成する音響信号形成手段と、前記音響信号を音響に変換する音響発生手段とを備え、以て、同期、S-Tレベル、QRS幅相関値などの複数の測定項目の測定データを、音の周波数、音量、波形、音持続時間などの音響の各要素により同時に報知するようにしたことを特徴とする。

#### (発明の実施例)

第1図は本発明の一実施例を示すブロック図であり、第2図はその測定項目を示す心電図波形図

である。本実施例では、心電図波形の周期が音響の要素のうちの周波数(音の高さ)に、S-Tレベルの大きさが音量に、S-Tレベルの極性が波形(音色)に、QRS幅相関値(第2図の斜線部分の面積)が音持続時間に、それぞれ予め割り当てられている。

第1図において、生体10より心電図を心電図計11が誘導し、増幅すると、雑音除去手段12は雑音除去を行う。雑音除去手段12には移動平均法を用いるものが好ましい。それは、波形記憶に際し大きなメモリを必要としないからである。微分器13は心電図波形を微分し、その絶対値をとる。閾値検出器14は、絶対値の微分出力が閾値を越えた時、パルス信号を出力する。閾値は閾値設定手段15により予め所望の値に設定される。閾値検出器14のパルス信号の立上りは、心電図波形の変化率が閾値を越えた最初の時点であり、第2図ではQ波の最高点をわずかに越えた時点 $t_1$ として示されている。測定点指示手段16は、時点 $t_1$ から第1時間設定手段17により設

Tレベルの大きさ及び極性を測定する。対応音量コード変換手段25は、S-Tレベルの大きさを対応する音量コードに変換する。対応波形コード変換手段26は、S-Tレベルの極性を対応する波形コードに変換する。

QRS幅相関値測定手段27は、雑音除去手段12からの心電図波形の入力及び仮想基準電位測定手段19からの仮想基準電位V。の入力により、第2図の斜線部分の面積の測定を時点 $t_1$ で開始し、測定点 $t_2$ で停止することによって、QRS幅相関値として測定する。対応音持続時間コード変換手段28は、QRS幅相関値を対応する音持続時間コードに変換する。

音響信号形成手段29は、入力する対応周波数コード、対応音量コード、対応波形コード、対応音持続時間コードにより指定された周波数、音量、波形、音持続時間を有する音響信号を形成する。電力増幅器30は音響信号を増幅し、スピーカ31は音響信号を音響に変換する。

なお、測定点 $t_0$ 及び測定点 $t_2$ の設定は、監

定されている第1指定時間T<sub>1</sub>だけ過去にさかのぼった測定点 $t_0$ を指示する。波形蓄積手段18は、雑音除去手段12より出力される心電図波形を記憶し、測定点指示手段16により指示された測定点 $t_1$ における心電図波形レベルを出力する。仮想基準電位測定手段19は、波形蓄積手段18が出力するレベルを仮想基準電位V。として記憶する。

周期測定手段20は、閾値検出器14のパルス信号の立上り(時点 $t_1$ )から次のパルス信号の立上りまでの時間を計時する。対応周波数コード変換手段21は、周期測定手段20が測定した周期を対応する周波数コードに変換する。

時間計測手段22は、時点 $t_1$ より第2時間設定手段23により設定されている第2指定時間T<sub>2</sub>を計測し、第2指定時間T<sub>2</sub>経過後の測定点 $t_2$ をS-Tレベル測定手段24に指示する。S-Tレベル測定手段24は、雑音除去手段12からの心電図波形の入力及び仮想基準電位測定手段19からの仮想基準電位V。の入力により、S-

視に先立って監視者が第1時間設定手段17及び第2時間設定手段23を操作して行う。仮想基準電位V。やS-Tレベルを測定する時点は人間が決める方がよいからである。

本実施例を用いれば、監視者は、心電図波形の周期を音響の高さで、S-Tレベルの大きさ及び極性を音量及び音色で、QRS幅相関値を音持続時間で、それぞれ聞きとることができるので、手術をしながら、或いは複数の患者に対して監視者が一人でも同時に、監視することができる。また、従来の単トーン信号による監視では、不整脈があっても時間軸上の変化のみなので、監視者は気がつきにくい。本実施例では音響の高さが変化するため、監視者は異常に気がつきやすい。同様に、S-TレベルやQRS幅相関値の変化により音響の内容が変わるので、異常に気がつきやすくなる。

更に音響の各要素は測定データを示すもので、診断の結果を示すものではないので、自動診断装置の診断の信頼性等は関係なく、監視内容はいつ

も正しい。

第1図図示実施例では、心電図の周期などが直接音響の各要素の対応信号に変換されているが、心電図波形は個体差もあるため、正常な状態が各人同じと言えないので、各個人毎(各患者毎)の正常な状態からどれだけ異常になったかを監視する方が望ましい場合がある。そのための本発明の別の実施例を第3図に示す。第3図は、第1図図示実施例と異なる部分を示しており、同じ部分は省略してある。

第3図において、周期測定手段20と対応周波数コード変換手段21との間に、切換スイッチ32a、周期用メモリ33及び差検出手段34が設けられる。S-Tレベル測定手段24と対応音量コード変換手段25及び対応波形コード変換手段26との間に、切換スイッチ32b、S-Tレベル用メモリ35、差及び極性検出手段36が設けられる。QRS幅相関値測定手段27と対応音持続時間コード変換手段28との間に、切換スイッチ32c、QRS幅相関値用メモリ37及び差検

コードに変換して、音響信号形成手段29へ出力する。差及び極性検出手段36はS-Tレベル測定手段24により測定されたS-TレベルとS-Tレベル用メモリ35に記憶された正常状態のS-Tレベルとの差の大きさ(絶対値)及び極性を測定データとして演算し、対応音量コード変換手段25は演算されたS-Tレベルの差の大きさを対応する音量コードに変換して、音響信号形成手段29へ出力する。対応波形コード変換手段26は演算されたS-Tレベルの差の極性を対応する波形コードに変換し、音響信号形成手段29へ出力する。差検出手段38はQRS幅相関値測定手段27により測定されたQRS幅相関値とQRS幅相関値用メモリ37に記憶された正常状態のQRS幅相関値との差を測定データとして演算し、対応音持続時間コード変換手段28は演算された音持続時間の差を対応する音持続時間コードに変換して、音響信号形成手段29へ出力する。

第3図図示実施例では、スピーカ31から発せられる音響の各要素は、正常状態からの変化度合

出手段38が設けられる。切換スイッチ32a～32cは連動する。

監視対象者の正常状態を記憶する場合には、切換スイッチ32a～32cを第3図の実線の位置にし、測定を開始させる。第1図図示実施例で説明した通りに、周期、S-Tレベルの大きさ及び極性、QRS幅相関値が測定され、これらが周期用メモリ33、S-Tレベル用メモリ35及びQRS幅相関値用メモリ37に正常状態のデータとして記憶される。これで正常状態の採取が完了する。

監視する場合には、切換スイッチ32a～32cを第3図の点線の位置に切り換え、監視動作を開始させる。第1図図示実施例で説明した通りに、周期、S-Tレベルの大きさ及び極性、QRS幅相関値が測定されると、差検出手段34は周期測定手段20により測定された周期と周期用メモリ33に記憶された正常状態の周期との差を測定データとして演算し、対応周波数コード変換手段21は演算された周期の差を対応する周波数

に対応しているので、監視者は異常の程度を知ることができる。

#### (発明と実施例の対応)

第1図図示実施例において、周期測定手段20、S-Tレベル測定手段24及びQRS幅相関値測定手段27が本発明の測定手段に相当し、対応周波数コード変換手段21、対応音量コード変換手段25、対応波形コード変換手段26及び対応音持続時間コード変換手段28が本発明の変換手段に相当し、スピーカ31が本発明の音響発生手段に相当する。

第3図図示実施例においては、差検出手段34、差及び極性検出手段36及び差検出手段38が本発明の測定手段に含まれる。

#### (変形例)

第3図図示実施例において、差検出手段34、差及び極性検出手段36、差検出手段38から出力される差が、予め設定されている範囲を越えるまでは、音響を発生させず、設定範囲を越えた時にはじめて音響を発生し、設定範囲内に復元して

も、音響を発生しつづける（音の質は変える）ようにしてもよい。また、同一の設定範囲内、或いは別の設定範囲内に復元した時に、自動的に音響の発生を停止するようにしてもよい。

第1図及び第3図図示実施例は、マイクロコンピュータなどにより構成することができる。

測定項目は、周期、S-Tレベル、QRS幅相関値の三つに限らず、これらのうちの二つにしてもよいし、或いはこれらを他の測定項目に変えるなどしてもよい。

（発明の効果）

以上説明したように、本発明によれば、心電図波形から複数の測定項目を測定する測定手段と、該測定手段により得られた各測定項目の測定データを、予め当該測定項目に割り当てられた音響の一要素の対応信号にそれぞれ変換する変換手段と、前記対応信号により複数の音響の要素が指定された音響信号を形成する音響信号形成手段と、前記音響信号を音響に変換する音響発生手段とを備え、以て、周期、S-Tレベル、QRS幅相関

段、24……S-Tレベル測定手段、25……対応音量コード変換手段、26……対応波形コード変換手段、27……QRS幅相関値測定手段、28……対応音持続時間コード変換手段、29……音響信号形成手段、31……スピーカ、32a～32c……切換スイッチ、33……周期用メモリ、34……差検出手段、35……S-Tレベル用メモリ、36……差及び極性検出手段、37……QRS幅相関値用メモリ、38……差検出手段。

特許出願人 東邦電子株式会社  
代理人 中村 稔

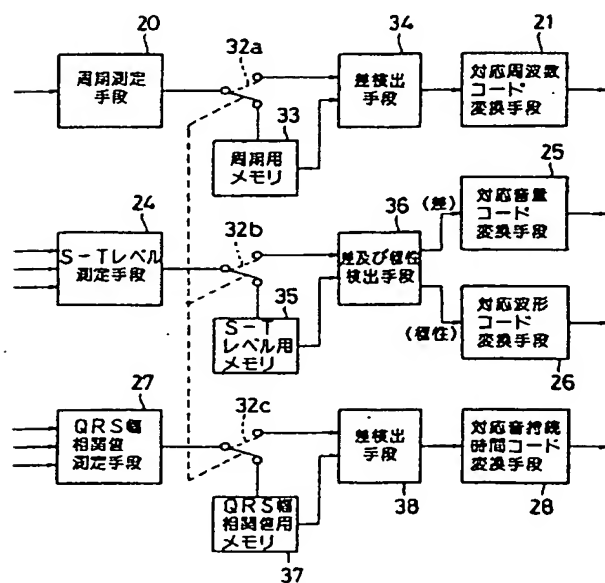
値などの複数の測定項目の測定データを、音の周波数、音量、波形、音持続時間などの音響の各要素により同時に報知するようにしたから、心電図の複数の測定項目を音響により監視させることができ、異常に気が付きやすくさせることができる。

#### 4. 実施例の構成

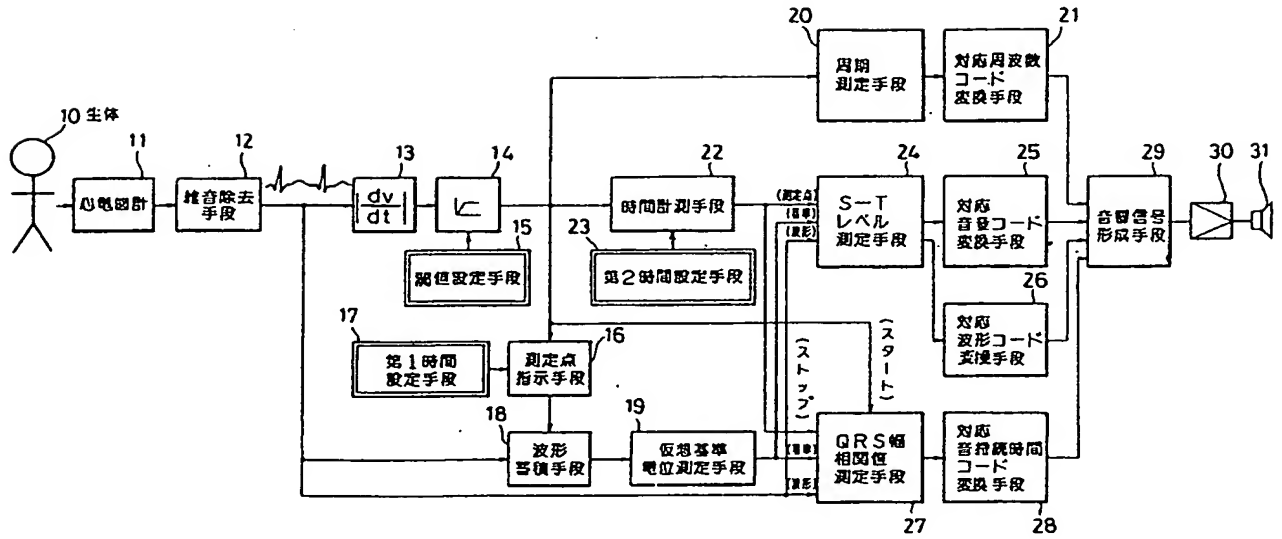
第1図は本発明の一実施例を示すブロック図、第2図は本発明の一実施例における測定項目を示す心電図波形図、第3図は本発明の別の実施例の一部を示すブロック図、第4図は代表的な心電図波形を示す波形図、第5図は従来の心電図監視装置の一例を示すブロック図、第6図は第5図図示の従来装置の各部の波形を示すタイムチャートである。

10……生体、11……心電図計、13……微分器、14……閾値検出器、16……測定点指示手段、18……波形蓄積手段、19……仮想基準電位測定手段、20……周期測定手段、21……微分器、22……時間計測手

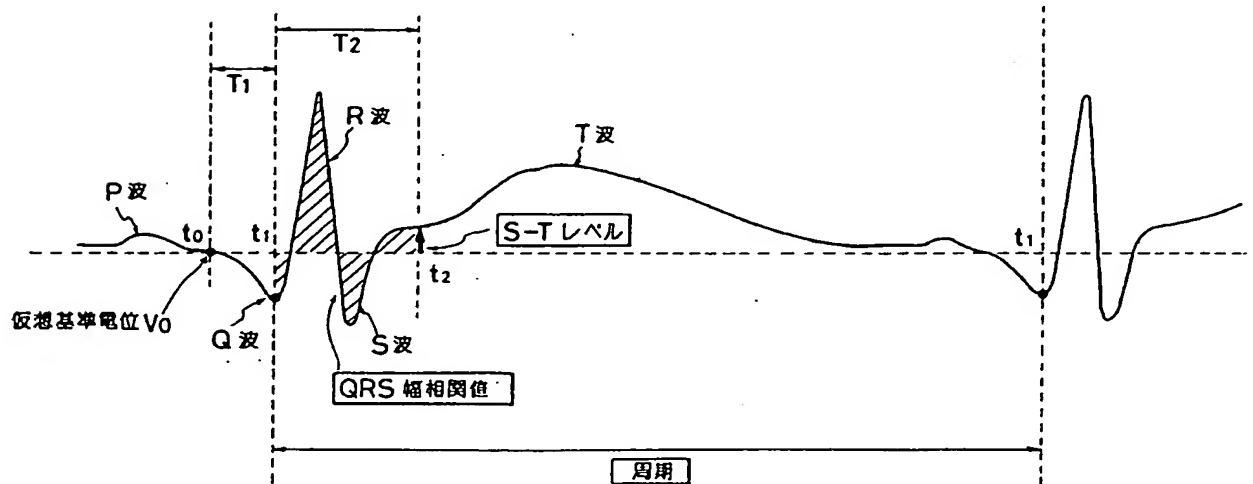
第3図



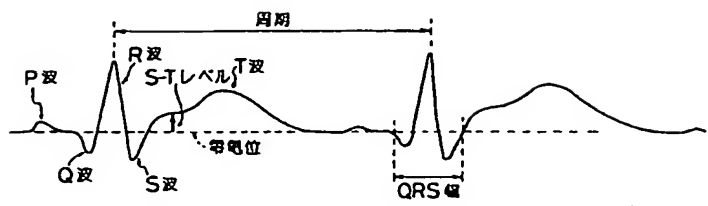
第1図



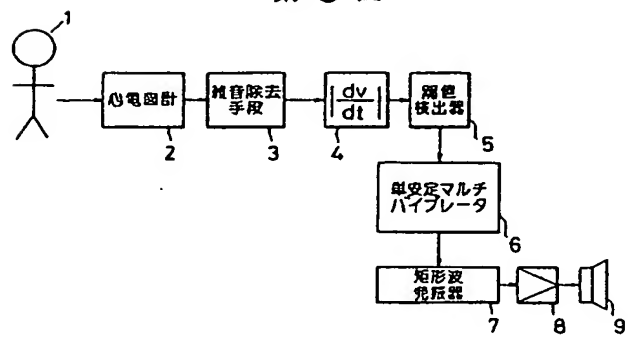
第2図



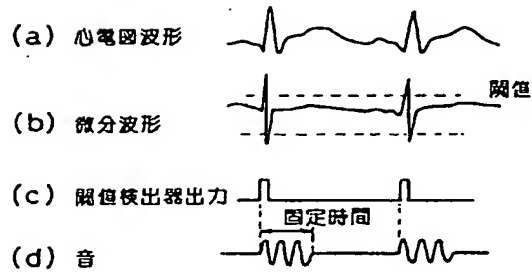
第 4 図



第 5 図



第 6 図





**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**